

TR

PATENT  
4301-1049

THE U.S. PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re application of

Anton OFNER

Application No. 09/889,895

Group 2872

Filed July 24, 2001

Examiner Lee A. FINEMAN

VISION AID

CLAIM TO PRIORITY

Assistant Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

June 22, 2005

Sir:

Applicant(s) herewith claim(s) the benefit of the priority filing date of the following application(s) for the above-entitled U.S. application under the provisions of 35 U.S.C. § 119 and 37 C.F.R. § 1.55:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Filed</u>
AUSTRIA	1994/99	November 24, 1999
AUSTRIA	2016/99	November 30, 1999

Certified copy(ies) of the above-noted application(s) is(are) attached hereto.

Respectfully submitted,

YOUNG & THOMPSON

*Benoit Castel*

Benoit Castel, Reg. No. 35,041  
745 South 23<sup>rd</sup> Street  
Arlington, VA 22202  
Telephone (703) 521-2297  
Telefax (703) 685-0573  
(703) 979-4709

BC/psf

Attachment(s): 1 Certified Copy(ies)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



Kanzleigeühr € 27,00  
Schriftengebühr € 104,00

Aktenzeichen A 2016/1999

Das Österreichische Patentamt bestätigt, dass

die Firma Life Optics Handel und Vertrieb GmbH  
in A-1190 Wien, Koschatgasse 58,

am 30. November 1999 eine Patentanmeldung betreffend

"Sehhilfe",

überreicht hat und dass die beigeheftete Beschreibung samt Zeichnungen mit der  
ursprünglichen, zugleich mit dieser Patentanmeldung überreichten Beschreibung  
samt Zeichnungen übereinstimmt.

Es wurde beantragt, Dr. Anton Gerald Ofner in Wien als Erfinder zu nennen.

Für diese Anmeldung wurde die innere Priorität der Anmeldung in Österreich vom  
24. November 1999, A 1994/1999, in Anspruch genommen.

Österreichisches Patentamt

Wien, am 7. Juni 2005

Der Präsident:

**CERTIFIED COPY OF  
PRIORITY DOCUMENT**



**HRNCIR**  
Fachoberinspektor

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

A2016/99-1

AT PATENTSCHRIFT

[11] Nr.

Unifont

[73] Patentinhaber: Life Optics Handel und Vertrieb GmbH  
Wien (AT)

[54] Gegenstand: Sehhilfe

[61] Zusatz zu Patent Nr.:

[62] Ausscheidung aus:

[22] [21] Angemeldet am: 1999 11 30,

[33] [32] [31] Unionspriorität:

Priorität: 1999 11 24, österr. Patentanmeldung A 1994/99

[42] Beginn der Patentdauer:

Längste mögliche Dauer:

[45] Ausgegeben am:

[72] Erfinder: Ofner Anton Gerald, Dr.  
Wien (AT)

[60] Abhängigkeit:

[56] Entgegenhaltungen, die für die Beurteilung der Patentierbarkeit in Betracht gezogen wurden:

BEST AVAILABLE COPY

# BEST AVAILABLE COPY

- 1 -

Die Erfindung betrifft eine Sehhilfe.

Eine Sehhilfe (Lupenbrille) ist aus der WO 96/09566 bekannt. Die bekannte Sehhilfe ist für den Einsatz als Lupenbrille bestimmt. Die bekannte Lupenbrille weist eine automatische und/oder eine manuelle Fokussiereinrichtung, eine Vorrichtung zum manuellen Verändern des Vergrößerungsfaktors sowie eine Vorrichtung für einen, der jeweiligen Brennweite entsprechenden, automatischen, mechanischen Parallaxeausgleich auf. Wird, beispielsweise während eines gefäßchirurgischen Eingriffes, aufgrund der Lage der verschiedenen Operationsstellen, eine Änderung des Arbeitsabstandes notwendig, trägt die erfindungsgemäße Sehhilfe diesem Erfordernis durch die Möglichkeit automatischer oder manueller Anpassung der Brennweite sowie der automatischen Anpassung des Parallaxwinkels Rechnung. Dadurch ist eine dem jeweils durchgeführten Eingriff entsprechende, optimale optische Konfiguration gewährleistet sowie durch die Wahl der jeweils vorteilhaftesten, ergonomischen Position ein ermüdungsfreies Operieren möglich. Darüber hinaus bietet die bekannte Sehhilfe die Möglichkeit, den Vergrößerungsfaktor in jedem gewählten Arbeitsabstand dem jeweiligen Erfordernis anzupassen. Die bekannte mittels Kopfhalterung ("Headset") getragene Sehhilfe ermöglicht es dem Benutzer den Arbeitsabstand und den verwendeten Vergrößerungsfaktor weitgehend frei zu wählen. Als Steuergerät dient ein Fußschalter. Um bei sich änderndem Arbeitsabstand und damit Fokus das 3-D-Bild nicht zu verlieren, verwendet dieses System eine Autofokuseinrichtung, die über ein mechanisches Verändern des Winkels der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander den Parallaxwinkel dem jeweiligen Fokus anpaßt. Diese Art der Konvergenzkomensation birgt mehrere Nachteile:

(1) Die Tubeneinstellung muß von Motoren über Getriebe mechanisch verändert werden, was ein relativ großes Gewicht und damit einen geringen Tragekomfort des Anwenders bedeutet.

(2) Da die beiden Tuben der Sehhilfe zueinander nach der Längsachse beweglich ausgeführt werden müssen, leidet die Widerstandsfähigkeit des Systems gegen mechanische Beanspruchung.

(3) Bei jedem Ändern des Arbeitsabstandes ändert die Parallax-Ausgleichseinrichtung die Stellung der Tuben zueinander und damit auch die Winkel der Okularebenen zu den Augen des Benutzers. Dies kann zu störenden Reflexionen und zu einer Verkleinerung der Eintrittspupille und damit des Gesichtsfeldes führen.

(4) In der Praxis ist es kaum möglich, mit dieser Art des

Parallaxausgleiches benutzerunabhängige Systeme herzustellen, das heißt, jedes System ist auf einen bestimmten Benutzer und dessen distalen Pupillenabstand zugeschnitten. Dies macht höhere Investitionen notwendig, wenn z.B. Krankenhäuser sicherstellen wollen, daß alle Operationen mit Autofokus-Lupenbrillen durchgeführt werden können.

(5) Werden an den Okularen über diese hinausragende Korrekturgläser angebracht, können diese bei einer Änderung der Stellung der Tuben unter Umständen das Gesicht des Anwenders berühren und diesen dadurch ablenken.

Weiters wäre es für Anwender, z.B. in der Chirurgie, sehr oft von großem Nutzen, während der Verwendung einer solchen Sehhilfe zusätzliche Information wie etwa die Vitaldaten des Patienten aus dem Monitoring-System, Meßskalen oder auch Röntgen-, Computertomographie- oder andere Daten betrachten zu können. Die derzeit bekannten Lupenbrillen bieten diese Möglichkeit nicht.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Sehhilfe zur Verfügung zu stellen, die am Kopf getragen wird und die es dem Benutzer ermöglicht, den Arbeitsabstand zu wechseln und unterschiedliche, der jeweiligen Tätigkeit angepaßte Vergrößerungstaktoren zu verwenden. Weiters soll das 3-D-Bild erhalten bleiben, ohne daß die Stellung der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander verändert werden muß, wie dies bei der aus der WO 96/09566 bekannten Sehhilfe der Fall ist. Überdies soll es dem Benutzer möglich sein, Zusatzinformationen in Text- oder Bildform, die von externen Datenquellen stammen, zu betrachten und etwaige Fehlsichtigkeiten durch entsprechende Einstellungen an den Okularen der Sehhilfe zu beheben.

Gelöst wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung mit einer Sehhilfe, welche die Merkmale des unabhängigen Patentanspruches 1 aufweist.

Bevorzugte und vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Sehhilfe sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Die erfindungsgemäße Sehhilfe stellt eine vollkommen neue Anwendung bzw. (Produkt)klasse dar. Sie unterscheidet sich einerseits von Lupenbrillen bzw. Operationsmikroskopen hauptsächlich dadurch, daß durch die Merkmale Autofokus, optischer Parallaxenausgleich und variabler Zoom eine bisher nie gekannte, völlige freie Beweglichkeit während der Anwendung möglich ist. Andererseits unterscheidet sich die erfindungsgemäße Sehhilfe von einem Operationsmikroskop dadurch, daß sie mittels einer Kopfhalterung auf dem Kopf getragen werden kann.

Die Erfindung stellt eine leichte, stabile und komfortable stereoskopische Sehhilfe mit variablem Vergrößerungsfaktor, Autofokus und automatischem Parallaxeausgleich und mit Kompensationsmöglichkeit von Fehlsichtigkeit zur Verfügung, wobei der Winkel der Tuben der Sehhilfe zueinander nicht verändert werden muß. Dieses Merkmal erlaubt auch eine Konstruktionsform der Sehhilfe dergestalt, daß die beiden Strahlengänge in einem einzigen, vorzugsweise ovalen, Tubus untergebracht werden können. Weiters können dem Anwender visuelle Zusatzinformationen angeboten werden.

In bevorzugten Ausführungsformen bietet die erfindungsgemäße Sehhilfe wenigstens eine der nachstehend genannten Möglichkeiten.

Während des Einsatzes der Sehhilfe gemäß der Erfindung in einer chirurgischen Operation kann der Arbeitsabstand des die Sehhilfe der Erfindung benutzenden Chirurgen verändert werden - etwa um einem Assistenten einen besseren Einblick in das Operationsgebiet zu ermöglichen - ohne daß sich dabei auch der Vergrößerungsfaktor ändert.

Weiters können Objekte, wie zum Beispiel ein Tumor, einer genauen, größenmäßigen Bestimmung unterzogen werden, ohne eine Adaption des Vergrößerungsfaktors durchführen zu müssen.

Weiters kommt es häufig während einer Operation zum kurzfristigen Durchkreuzen des Strahlenganges zwischen Objektiv und Operationsfeld, was bei der bekannten Lupenbrille zu einer nicht gewünschten Adaption der Brennweite auf den durchkreuzenden Gegenstand mit einer darauffolgenden Readaption auf das ursprüngliche Gesichtsfeld durch die Autofokussiereinrichtung führt. Dies kann bei der Erfindung dadurch vermieden werden, daß die automatische Änderung der Brennweite mit einem Verzögerungsschalter versehen ist und daher die Änderung des Arbeitsabstandes erst nach einer einstellbaren Zeit und Geschwindigkeit zu einer auf den neuen Arbeitsabstand optimierten Brennweite führt. Die Reaktionszeit des Autofokusteils kann also auf eine bestimmte Situation oder einen persönlichen Arbeitsstil abgestimmt werden.

Besonders in der chirurgischen Ausbildung erlaubt es eine Ausführungsform der Erfindung den, eine Operation mitbeobachtenden Studenten den Eingriff in genau jener Perspektive zu verfolgen, die sich auch dem Operateur bietet.

Speziell bei Operationen in Körperhöhlen stellt sich oft das Problem einer optimalen Ausleuchtung: die Deckenleuchte ist oft kaum in die passende Lage zu bringen, eine in einer Kopfhalterung angebrachte Lichtquelle besitzt notwendigerweise einen Parallaxwinkel zum optischen

Strahlengang zwischen Objektiv und Sehfeld, was besonders in Körperhöhlen mit kleinem Durchmesser zu unerwünschter Schlagschattenbildung führt. Für Assistenzärzte kann es auch vorteilhaft sein, das genaue Sehfeld des Operateurs zu erkennen, um ihre Aufmerksamkeit darauf zu richten.

Es sind auch Anwendungen der Erfindung denkbar, bei denen die Autofluoreszenzeigenschaften von Geweben, ausgenutzt werden. Dazu kann mit oder ohne Einsatz von verschiedenen Filter- und Frequenzumwandlungssystemen, eine mit der Sehhilfe gemäß der Erfindung kombinierte UV-/IR- oder Laser-Lichtquelle verwendet werden.

Auch gibt es Anwendungssituationen, in denen ein verstärkter 3-D Eindruck vorteilhaft wäre. Dieses erreicht die Erfindung in einer Ausführungsform durch eine Vorrichtung zur Verbreiterung des Abstandes der Objektive voneinander.

Nicht selten blickt der Anwender der Sehhilfe gemäß der Erfindung, zum Beispiel um sich während einer Operation überblicksweise zu orientieren, neben der vor den Augen angebrachten Lupenbrille vorbei. Bei bestehender Fehlsichtigkeit ist das nur praktikabel, wenn an den Okularen der Lupenbrille Korrekturgläser angebracht sind. Diese Korrekturgläser vollziehen, um eine Verminderung der optischen Qualität bei Änderung des Parallaxwinkels zu vermeiden, in einer Ausführungsform der Erfindung die Parallaxadaption bei Brennweitenänderung der Lupenbrille mit.

Fehlsichtigkeit, die nicht durch einen an den Okularen angebrachten Dioptrienausgleich korrigiert werden kann, ist bei Einsatz der aus der WO 96/09566 bekannten Sehhilfe problematisch und wird in einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durch an den Okularen befestigte Korrekturgläser behoben.

Auch sind die erfindungsgemäß bevorzugt vorgesehenen, leicht zu reinigenden, absorbierenden, reflektierenden oder filternden Schutzgläser sowie Einspiegelungen in oder neben das unmittelbare Gesichtsfeld von Informationen, wie beispielsweise von Operationsparametern, bei mehreren denkbaren Einsatzmöglichkeiten vorteilhaft.

Zur genauen größenmäßigen Bestimmung von Objekten kann bei der Erfindung eine Meßskala, die als Flüssigkristall-Anzeige, LED-, Vakuumfluoreszenz- oder Gasentladungs-Anzeige oder auch in anderer Form ausgeführt sein, in einer Zwischenbildebene eingeführt sein.

Weiters kann in einer Ausführungsform durch Ausspiegelung eines Strahlengangteiles auf ein CAD-Kameramodul eine beispielsweise in

der chirurgischen Ausbildung oft wünschenswerte Mitbeobachtungsmöglichkeit über einen Monitor geschaffen werden.

Eine bevorzugt vorgesehene, in das optische System integrierte oder als aperturvariables Faserbündel ausgeführte Lichtquelle verbessert die Beleuchtungseigenschaften bei Verwendung dieser Ausführungsform der Erfindung im Vergleich zu bekannten Sehhilfen wesentlich. Die Einkoppelung des Lichtes erfolgt bevorzugt durch einen Strahlenteiler oder in eine Prismenfläche des Prismenumkehrsystems. Die Lichtquelle kann zur Beobachtung UV-/IR- oder Laser-Licht aussenden. Das vom Objekt reflektierte Licht kann durch einen Filter in den Okularen absorbiert oder reflektiert werden. Der Einsatz von infrarotem, ultraviolett oder Laser-Licht kann von großem diagnostischem Wert sein.

Der Parallaxenausgleich bei Brennweitenänderungen ohne Änderung der Tuben- bzw. Okularabstände kann bei der Erfindung erreicht werden, indem beispielsweise ein im Mittelteil der Sehhilfe angebrachter Elektromotor über entsprechende Seilzüge oder Koppelgetriebe das jeweilige Objektiv oder einen Teil davon (Frontglied) kurvengesteuert, gleichzeitig seitlich und/oder axial bewegt und gegebenenfalls kippt. Mit Hilfe der axialen Verschiebung kann die Fokussierung (Brennweitenänderung) auf unterschiedliche Entfernungen erfolgen. In der Grundeinstellung der Sehhilfe (die optische Achse des verschiebbaren Objektivs bzw. Objektivteils liegt in der optischen Achse des Variofortsatzes) sind Entfernungseinstellung und Konvergenzwinkel bevorzugt auf einen mittleren Arbeitsabstand eingestellt, so daß die optischen Achsen der Okulare durch die optischen Mittelpunkte der Augen verlaufen. Bei Änderung des Arbeitsabstandes können die beiden Objektive bzw. bei Innenfokussierung die entsprechenden Objektivteile soweit axial verschoben werden, daß die objektseitigen Systembrennpunkte in der Objektebene liegen. Gleichzeitig kann bei der Erfindung eine über Kurven gesteuerte Seitenbewegung der Art, daß die Brennpunkte der beiden Objektive exakt entlang der Symmetrieebene der Sehhilfe geführt werden, erfolgen. Zum Parallaxenausgleich ist dann weder eine Winkeländerung noch eine Abstandsänderung bezüglich der optischen Achsen der Okulare erforderlich.

Weiters kann gleichzeitig durch ein Kippen der Objektive oder von Teilen derselben, eine Korrektur der durch ihre seitliche Versetzung auftretenden Bildfehler (z. B. Astigmatismus, Kippung der Bildebene) bewirkt werden. Die vorgenannten Bewegungen der Objektive bzw. Objektivteile können auch durch entsprechende elektrische oder pneumatisch betätigte Linearantriebe der Aktuatoren bewirkt werden.

Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachstehenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsbeispielen einer Sehhilfe (Lupenbrille) der Erfindung an Hand der schematischen Zeichnungen. Es zeigt: Fig. 1 eine Sehhilfe, Fig. 2 eine Sehhilfe mit einer Beleuchtungseinrichtung, Fig. 3 eine Ausführungsform, bei der der Objektivabstand veränderbar ist, Fig. 4 eine Sehhilfe mit ihr zugeordneter Laserlichtquelle und Fig. 5, 6 eine Kopfhalterung für die Sehhilfe und die Fig. 7, 7a und 7b eine Ausführungsform mit einer Vorrichtung vor dem Sensor für die Autofokuseinrichtung.

Fig. 1 zeigt eine Sehhilfe ("Lupenbrille"), bestehend aus zwei Tuben 1, Okularteilen 2, einer im vorliegenden Ausführungsbeispiel mittig angebrachten Autofokuseinrichtung 4 mit einer Infrarotdiode 5 und einer Empfangseinheit 6. Die Tuben 1 können miteinander fix, oder wie in Fig. 1 gezeigt, durch längenverstellbare Stege 17 verbunden sein. Ein externer Schalter 3 und eine externe Elektroneinheit 7 können mit der Sehhilfe per Kabel, oder, wie beim vorliegenden Ausführungsbeispiel, kabellos, z.B. durch Funksender 8 und Funkempfänger 9 oder anders, verbunden sein.

Fig. 1 zeigt weiters zwei im vorliegenden Ausführungsbeispiel in den Tuben 1 untergebrachte, gebogene Platinen als Führungen 12, auf denen durch Stellmotoren 10 optische Elemente 11 so hin und her bewegt werden können, daß die Brechungseigenschaft ihrer jeweiligen Stellung den bei jedem gewählten Arbeitsabstand A notwendigen Winkel 13 zwischen den aus den Tuben 1 austretenden Strahlengängen 14 ergibt. Die optischen Elemente 11 können - bei entsprechender Form - in den Tuben 1 untergebracht oder diesen vorgelagert sein. Die optischen Elemente 11 können auch auf geraden oder gebogenen Platinen verschiebbar oder auch stationär sein und dreh- oder kippbar angeordnet sein. Die Meßgrundlage für die Stellung der optischen Elemente 11 liefert die Autofokuseinrichtung 4. Die Berechnung der jeweils für den Parallaxeausgleich erforderlichen Stellung der optischen Elemente 11 wird von der Elektroneinheit 7 erstellt. Die Elektroneinheit 7 ermittelt auch die für jeden Arbeitsabstand A optimale Stellung des Linsensystems der Fokussiereinheit 14. Diese Stellung wird ebenfalls durch Stellmotoren 10 ausgeführt.

Weiters zeigt Fig. 1 ein Linsensystem 15, mit Hilfe dessen nach Aktivierung durch den externen Schalter 3 oder über Sprachsteuerung der Vergrößerungsfaktor der Sehhilfe stufenlos geändert werden

kann.

Mittels des externen Schalters 3, oder über die Sprachsteuerung sind auch alle anderen Funktionen der Sehhilfe aktivierbar, deaktivierbar oder veränderbar.

In eine innerhalb der beiden Tuben 1 befindliche, optische Ebene 16 können bei Bedarf zusätzliche Informationen, wie z.B. die Vitaldaten eines Patienten, Computertomografie- oder Röntgendaten oder -Bilder, Meßskalen oder ähnliches eingeblendet werden. Alternativ oder zusätzlich dazu können auch neben einem Okular 2 oder neben beiden Okularen 2 Displays 18 angebracht sein, über die solche Zusatzinformationen dargestellt werden können. Das Einblenden von Information kann stereoskopisch, d.h., mit bezüglich Parallaxe und/oder Augenabstand korrigierten Einzelbildern erfolgen und als Ganz- oder Teilbild festgehalten werden ("freeze-frame").

Die Darstellung der in Bildform eingebrachten Zusatzinformation kann lagegetreu in Relation zu einem betrachteten Objekt erfolgen. Dies kann durch den Einsatz optischer, elektromagnetischer oder anderer Positionierungssysteme gemeinsam mit inertialen Sensoren erfolgen. Ein derartiges System kann auch dazu verwendet werden, die Lage von Objekten, z.B. von chirurgischen Instrumenten relativ zu einem Patienten zu bestimmen, und über eine optische Ebene im Strahlengang der Sehhilfe oder über extern angebrachte Displays darzustellen.

Derartige inertielle Sensoren, Linear- oder Winkelencoder oder auch Ultraschall-, Infrarot- oder andere Systeme können auch verwendet werden, um aktuelle Parameter der Sehhilfe, wie z.B. Vergrößerungsbereich, Entfernung zu einem betrachteten Objekt usw. zu erfassen und zur Modifikation von computergenerierten oder optischen Zusatzinformationen herangezogen und/oder sichtbar gemacht werden.

Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann weiters mit einer Vorrichtung zur Ausleuchtung des Arbeitsbereiches ausgerüstet sein. Dabei kann das benötigte Licht mittels Faseroptik von einer externen Lichtquelle über die Kopfhalterung nach vorne in die Nähe der Objektivebene der Sehhilfe geführt werden. Am Ende des Lichtleiters kann ein Linsensystem angebracht sein, welches das austretende Licht dem gewählten Arbeitsabstand und Vergrößerungsfaktor so anpaßt, daß das Arbeitsfeld in Größe und Intensität optimal ausgeleuchtet wird. Die dazu notwendigen Meßdaten können von internen oder externen Sensoren bezogen werden. Alternativ oder zusätzlich dazu kann Licht mittels einer Faseroptik auch in das optische System eines Tubus 1 oder beider Tuben 1 so einge-

koppelt werden, daß es innerhalb des optischen Systems coaxial zum optischen Strahlengang 14 zum Objekt geleitet wird. Dadurch wird ein Parallaxwinkel zwischen optischem Strahlengang 14 und Beleuchtung vermieden.

Die oben beschriebene Anpassung von Lichtintensität und Größe der ausgeleuchteten Fläche zur Anpassung an die jeweils gewählte Vergrößerung und an den jeweiligen Arbeitsabstand kann innerhalb des optischen Systems der Sehhilfe erfolgen.

Fig. 2 zeigt schematisch das Einkoppeln von Licht zur coaxialen Beleuchtung des Objektfeldes. Dabei wird von einer externen Lichtquelle 19 über faseroptische Lichtleiter 20 Licht in optische Elemente 21 geführt. Diese Elemente 21 bewirken die coaxiale Ausrichtung des Lichtstrahls 23. Über Stellmotoren 10, die kabellos, oder, wie im vorliegenden Anwendungsbeispiel mittels Kabel 24 mit der externen Elektronik 7 zwecks Übermittlung von Stelldaten verbunden sind, wird durch ein Linsensystem 22 die für jeden Arbeitsabstand in Intensität und Größe optimale Ausleuchtung gewährleistet.

Oft ist, z.B. in der Mikrochirurgie, ein Anpassen des 3-D-Effektes an die jeweilige Anwendung, bzw. an die Oberflächenstruktur des jeweils betrachteten Objektbereiches wünschenswert. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst dieses Problem mit einer Vorrichtung, mit welcher der Abstand zwischen den Objektiven der Sehhilfe bei gleichbleibendem Abstand zwischen den Okularen 2 geändert werden kann. Fig. 3 zeigt schematisch eine Vorrichtung 25 zum Verstellen des Abstandes der miteinander durch längenveränderbare Stege 17 verbundenen Tuben 1 voneinander bei gleichbleibendem Abstand 26 der Okulare voneinander und damit des für den Anwender entstehenden 3-D-Effektes. Diese Vorrichtung 25 ist im vorliegenden Ausführungsbeispiel als Bauteil ausgeführt, auf dem die Okulare 2 gegengleich verschoben werden können, um den Abstand 26 zwischen ihnen bei sich ändernden Abstand 27 der Tuben 1, also der Objektive voneinander konstant zu halten, ohne dabei die Abbildung des Objektbereiches zu verlieren. Dieser Effekt kann aber auch durch verschiebbare, optische Bauteile vor den Objektiven oder im Inneren der Tuben 1 erreicht werden.

Um den Vergrößerungsbereich der Sehhilfe zu variieren, können zusätzlich zum optischen System in den Tuben 1 oder alternativ dazu Wechselokulare und/oder Wechselobjektive verwendet werden.

In der medizinischen Diagnostik wird ein Verfahren angewendet, das als photodynamische Diagnose bezeichnet wird. Dabei wird eine

photosensible Substanz verwendet, die sich in bestimmten, etwa malignen, Gewebeteilen anreichert und danach durch Bestrahlung mit Licht einer bestimmten Wellenlänge - aus Gründen seiner Eindringtiefe von etwa 5 mm wird normalerweise rotes Laserlicht benutzt - sichtbar gemacht wird. Eine andere Möglichkeit besteht darin unterschiedliche Autofluoreszenzeigenschaften von gesunden und malignen Gewebeteilen unter Licht mit einer bestimmten Wellenlänge auszunützen, um bestehende Karzinome oder präkarzinogene Gewebeteile sichtbar zu machen. Derzeit sind eine Anzahl von Systemen bekannt, die derartige Aufgabenstellungen, meist unter Verwendung eines Endoskopes oder eines Operationsmikroskopes, lösen. Obwohl eine Anwendung dieser Technologie auch, z.B. während offener chirurgischer Interventionen, sehr vorteilhaft wäre, existieren bislang keine kopfgetragenen Sehhilfen, die ihren Einsatz erlauben würden. Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann in einer Ausführungsform so ausgebildet sein, daß in den Strahlengang des optischen Systems Filter eingebracht werden können, die das Wahrnehmen bestimmter, durch Bestrahlen mit Licht bestimmter Wellenlänge entstandene Reflexionseigenschaften des betrachteten Objektbereiches ermöglichen oder erleichtern. Für Fälle, in denen die Reflexionsunterschiede des betrachteten Objektfeldes, z.B. Autofluoreszenz von Gewebestellen, rein visuell nicht erkennbar sind, kann ein Ausführungsbeispiel der Sehhilfe mit einem internen und/oder externen Rezeptor, etwa einem Kamerachip, ausgestattet sein, der das von einer Lichtquelle direkt oder über ein externes oder internes, koaxiales Lichtleitsystem auf das betrachtete Objekt geführte und von diesem reflektierte Licht aufnimmt, über interne oder externe Softwareanwendungen analysiert und dabei gesunden und verdächtigen Gewebeteilen unterschiedliche Farben zuweist. Diese Farben können dann wieder entweder in einen Tubus 1 oder in beide Tuben 1 des optischen Systems eingespiegelt und dort vom Anwender betrachtet werden. Die Farben können auch über externe Displays oder Monitore, gegebenenfalls unter Einspiegelung einer Strichmarke, die Position und Größe des Lichtstrahls auf dem Objekt anzeigt, wiedergegeben werden. Dies kann z.B. bei einer offenen, chirurgischen Tumorentfernung zu Verbesserungen der Radikalität des Entferns bzw. des Früherkennens von Karzinomen führen.

Fig. 4 zeigt schematisch eine aus den Tuben 1, den Okularen 2, den längenverstellbaren Verbindungsstegen 17 bestehende Sehhilfe, in deren optischem System je zwei Filter 28 angeordnet sind. Die Filter 28 können manuell oder motorisch, z.B. durch seitliches Verschieben auf

einer Platine, in ihre Wirkstellung und aus dieser weg geschoben werden.

Weiters ist in Fig. 4 eine Laserlichtquelle 29 mit einem Lichtleiter 20, der im gegenständlichen Ausführungsbeispiel das Objektfeld 30 von einer Position zwischen den beiden Tuben 1 der Sehhilfe aus ausleuchtet und unter die Oberfläche eindringt. Das von einem (oberflächlichen) Karzinom 32 reflektierte Licht 31 besitzt andere Eigenschaften als das von gesundem Gewebe reflektierte Licht 33. Diese Unterschiede werden entweder durch Ausspiegelung, Analyse sowie Farbcodierung und Rückeinspiegelung des Bildes, oder, wie im Beispiel in Fig. 4 dargestellt, durch die in ihre Wirkstellung verschobenen Filter 28 sichtbar gemacht.

Bei den bekannten, kopfgetragenen Sehhilfen ist bislang das Problem des durch das Gewicht der Sehhilfe und deren notwendigen Abstand von den Augen des Anwenders erzeugten Kippmomentes ungelöst. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst in einer Ausführungsform (Fig. 5 und 6) dieses Problem durch das Anbringen einer über die Längsachse vom Hinter- zum Frontteil der Kopfhalterung 34 verlaufenden, gebogenen Zugstrebe 35 und/oder ein Gewicht 36, das am hinteren Teil der Kopfhalterung 34 angebracht ist. Dadurch wird eine Verlagerung des Schwerpunktes vom sensiblen Stirn- und Nasenbereich des Anwenders weg zum unproblematischen Kopfmittelpunkt und damit auch zur ergonomisch erstrebenswerten Körperlängsachse erreicht.

Fig. 5 zeigt eine Kopfhalterung 34 mit Zugstrebe 35 und Gegengewicht 36.

Fig. 6 zeigt eine schematische Aufrißdarstellung der Kopfhalterung 34. Hier ist zu sehen, wie das durch das Gewicht der Sehhilfe 37 und den Abstand von den Augen des Benutzers ausgelöste Kippmoment 38 durch das Gegengewicht 36 mit der in ihrer Länge durch eine Verstelleinrichtung 41 verstellbaren Zugstrebe 35 kompensiert wird. Das Gewicht kann so entlang der Kraftlinien 39 zur Längsachse 40 des Benutzers auf dessen Kopfmitte verlagert werden.

Besonders bei großen Vergrößerungen trat bei kopfgetragenen Sehhilfen bisher das Problem des "Zittern" und "Verwackeln" auf. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst dieses Problem in einer bevorzugten Ausführungsform durch eine aktive und/oder passive Vibrationsdämpfung.

Es kann vorkommen, daß ein Anwender der Sehhilfe beim Betrachten eines Objektes nicht den durch den mittenbetonten Autofokus erfaßten Bereich, sondern einen anderen, z.B. am Bildrand gelegenen, Bereich

scharf sehen möchte. Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann deshalb mit einer Vorrichtung zur Detektion der Pupillenlage des Anwenders, gekoppelt mit multiplen Autofokusbereichen sowie einer zugehörigen Steuereinheit, ausgestattet sein.

Es gibt Umstände, unter denen es für einen Anwender einer kopfgetragenen Sehhilfe wünschenswert wäre, Funktionen der Sehhilfe und/oder externer Geräte steuern zu können, ohne daß er einen Schalter berühren muß. Eine an sich hiefür anwendbare Sprachsteuerung ist nicht unter allen Bedingungen einsetzbar. Aus diesem Grund können in den relevanten Bereichen der Kopfhalterung der erfindungsgemäßen Sehhilfe Elektroden angebracht werden, die Hirnströme des Anwenders abnehmen und zur Steuerung der beschriebenen Funktionen der Sehhilfe und/oder zur Rekonstruktion der vom Anwender wahrgenommenen Bilder benutzen.

Weiters können in relevanten Bereichen der Kopfhalterung Biofeedback-Sensoren angebracht sein, welche die Befindlichkeit des Anwenders feststellen können. Die daraus gewonnenen Informationen können dann in verschiedenster Weise, etwa um einen Chirurgen bei übermäßigem Stress oder Erschöpfung und Müdigkeit zu warnen, verwendet werden.

Bei der in Fig. 7, Fig. 7a und Fig. 7b gezeigten Ausführungsform ist bei der als Infrarot(IR-) -System ausgeführten Autofokuseinrichtung 4 an der Empfangseinheit 6 derselben eine Vorrichtung vorgesehen, die verhindert, daß nicht vom Objektfeld 30 reflektierte und nicht von der Autofokuseinrichtung 4 stammende oder zu dieser gehörende Infrarotstrahlung 43, 44 in die Autofokus-Empfangseinheit 6 gelangen kann. Solche nicht zur Autofokuseinrichtung 4 gehörende, reflektierte Infrarotstrahlen 48 können von passiven Infrarot-Bildführungs- oder Navigationssystemen 42 stammen.

Durch die beispielsweise als Filter, insbesondere Polarisationsfilter 45 (Fig. 7), als zum Objektfeld gerichteter Tubus 47 (Fig. 7b) oder als gerade oder schräg gerichteter Lamellen- oder Gittervorsatz 46 (Fig. 7a) ausgebildete Vorrichtung vermeidet also eine unerwünschte Beeinflussung des Autofokussystems 4.

Bezugszeichenliste:

- 1 Tuben
- 2 Okulare
- 3 Externer Schalter (Fuß)
- 4 Autofokuseinrichtung
- 5 Infrarotdiode
- 6 Empfangseinheit
- 7 Externe Elektronikereinheit
- 8 Funksender
- 9 Funkempfänger
- 10 Stellmotor
- 11 Optisches Element zum Parallaxeausgleich
- 12 Platinen
- 13 Parallaxewinkel optisch
- 14 Strahlengänge
- 15 Zoom-Linsensystem
- 16 Optische Einspiegelungsebene
- 17 Verstellbare Verbindungsstege
- 18 Displays neben Okular
- 19 Externe Lichtquelle
- 20 Lichtleiter
- 21 Optisches Element für koaxiales Licht
- 22 Linsensystem für die Fokussierung des koaxialen Lichts
- 23 Strahlengang des koaxialen Lichts
- 24 Verbindung Elektronik-Sehhilfe für Daten zur Fokussierung des Lichts
- 25 Vorrichtung zur Verstellung des 3D-Effektes
- 26 Abstand zwischen den Okularen zueinander
- 27 Abstand der Tuben zueinander
- 28 Filter
- 29 Laserlichtquelle
- 30 Objektfeld
- 31 Reflektiertes Licht ("krank")
- 32 Karzinom
- 33 Reflektiertes Licht ("gesund")
- 34 Kopfhalterung
- 35 Zugstrebe
- 36 Gegengewicht
- 37 Sehhilfe
- 38 Kippmoment
- 39 Längsachse
- 40 Längsachse
- 41 Einstellvorrichtung der Zugstrebe
- 42 IR-Bildführungs- oder Navigationssystem
- 43 ausgehender IR-Strahl der IR-Diode (mit bestimmter Wellenlänge  $\lambda$ )
- 44 reflektierter IR-Strahl (mit bestimmter Wellenlänge  $\lambda$ )

- 45 Polarisationsfilter
- 46 Lamellen- oder Gittervorsatz
- 47 Tubus (zum Objektfeld gerichtet)
- 48 IR-Strahl des IR-Bildführungs- oder Navigationssystems

Life Optics  
Handel und Vertrieb GmbH  
vertreten durch:

1999.11.30

PATENTANWÄLTE  
DIPL.-ING. MANFRED DEER  
DIPL.-ING. RUDOLF HERNBERGER  
GmbH

A20 16/99-1

Life Optics Handel und  
Vertrieb GmbH in Wien (AT)

Patentansprüche:

1. Sehhilfe in Form einer Lupenbrille mit einer Autofokussiereinrichtung, mit einer Einrichtung zum Ändern der Brennweite und mit einer Einrichtung zum Anpassen der Parallaxe zwischen den Tuben (1) der Sehhilfe an die jeweils eingestellte Brennweite, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang der Sehhilfe verstellbare optische Elemente vorgesehen sind, mit deren Hilfe der Winkel (13) zwischen den aus den Tuben zum Objekt hin verlaufenden Strahlengänge (14) veränderbar ist.

2. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente quer zum Strahlengang in den Tuben (1) verschiebbar sind.

3. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gerader Bahnen verschiebbar sind.

4. Sehhilfe nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gekrümmter Bahnen (12) verschiebbar sind.

5. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) kippbar angeordnet sind.

6. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) Linsen oder Linsengruppen sind.

7. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) Prismen oder Prismengruppen sind.

8. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) innerhalb der Tuben (1) angeordnet sind.

9. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) der Objektivenebene vorgeordnet sind.

10. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß in eine optische Ebene (16) wenigstens in einem der beiden Tuben (1) des optischen Systems Informationen in Bild- und/oder Textform einblendbar sind.

11. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch

gekennzeichnet, daß neben wenigstens einem der beiden Okulare (2) Displays (18) zum Anzeigen von Informationen in Bild- und/oder Textform angeordnet sind.

12. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß mit der Sehhilfe eine Anzeigeeinrichtung, z.B. ein Display, verbunden ist, auf die von der Sehhilfe erfaßte Bilder übertragbar sind.

13. Sehhilfe nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung außerhalb der Sehhilfe angeordnet ist.

14. Sehhilfe nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das von der Sehhilfe erfaßte Bild durch ein optisches Element, z.B. einen Strahlteiler, oder durch Ausspiegelung aus wenigstens einem der beiden Strahlengänge der Sehhilfe auf die Anzeigeeinrichtung übertragbar ist.

15. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß Informationen enthaltende Bild- oder Texteinblendungen in beide Strahlengängen der Tuben (1) stereoskopisch einblendbar sind.

16. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilder oder Textteile als durch Augenabstand und Parallaxe korrigierte Einzelbilder einblendbar sind.

17. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß eingeblendete Informationen durch Verändern des Blickwinkels der Sehhilfe zu dem betrachteten Objekt auswählbar sind.

18. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Sehhilfe Meßgeräte und/oder Sensoren, wie optische oder elektromagnetische Positionsbestimmungssysteme oder Inertialsensoren, wie Akzellerometer oder Winkelgeschwindigkeits-Sensoren zugeordnet sind.

19. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 11 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß als Informationen anatomische funktionelle und technische Informationen, wie Bilddaten, EKG, positionsgetreu einblendbar sind.

20. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 11 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß Daten über die interaktive Bestimmung der Lage medizinischer Geräte und/oder Instrumente relativ zum Patienten einblendbar sind.

21. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß ein in den Strahlengang wenigstens einer der Tuben (1) oder in neben den Okularen (2) angebrachten Displays (18) einge-

blendete Bilder als Ganz- oder Teilbilder festhaltbar sind.

22. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß in eine Zwischenbildebene des Objektivs eine Meßskala eingespiegelt ist.

23. Sehhilfe nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßskala der jeweils eingestellten Brennweite und Vergrößerung des Objektivs entsprechend ausgewählt ist.

24. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß das Verändern der Brennweite und/oder des Vergrößerungsfaktors durch eine sprachabhängige Steuerung steuerbar ist.

25. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß an der Sehhilfe eine Lichtquelle angeordnet ist, deren Aperturwinkel an die jeweilige Vergrößerung der Sehhilfe anpaßbar ist, derart, daß die Größe des beleuchteten Feldes dem Gesichtsfeld der Sehhilfe entspricht.

26. Sehhilfe nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle eine über ein Lichtleitfaserbündel gespeiste Lichtquelle ist.

27. Sehhilfe nach Anspruch 25 oder 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Aperturwinkel der Lichtquelle sowie die Intensität des austretenden Lichtes durch ein Linsensystem und/oder einen Verschuß veränderbar ist.

28. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß Licht aus einer Lichtquelle durch einen Strahlteiler oder eine Prismenfläche eines Prismenumkehrsystems einkoppelbar ist und durch das optische System der Sehhilfe zum Objekt hin austritt.

29. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive der Tuben (1) voneinander bei konstantem Abstand der Okulare (2) voneinander veränderbar ist.

30. Sehhilfe nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive voneinander durch eine längenverstellbare Verbindung (17) zwischen den Tuben (1) bei konstanter Verbindung (17) zwischen den Okularen (2) der Tuben (1) vorgesehen ist.

31. Sehhilfe nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive voneinander durch Parallelverstellen der Tuben (1) veränderbar ist, und daß die Okulare (2) an den Tuben (1) gegengleich verstellbar sind.

32. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß die Okulare als Wechselokulare und/oder die Objektive (2) als Wechselobjektive ausgebildet sind.

33. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 32, dadurch gekennzeichnet, daß in der Sehhilfe wenigstens eine Einrichtung zum Erfassen der Pupillenlage des Anwenders vorgesehen ist, die mit dem Autofokussystem gekuppelt ist, derart, daß der durch die Lage der Pupille vorgegebene Blickwinkel der Bereich ist, in dem der Abstand (A) zum Betätigen der Autofokuseinrichtung erfaßt wird.

34. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb des optischen Systems wenigstens eines der beiden Tuben (1) Filter (28) vorgesehen sind.

35. Sehhilfe nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß die Filter (28) in ihre Wirklage und aus ihrer Wirklage heraus verstellbar sind.

36. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 35, dadurch gekennzeichnet, daß in wenigstens einem der Tuben (1) ein von einer Lasereinrichtung ausgehender Laserstrahl, gegebenenfalls in den Strahlengang der Tuben (1) eingekoppelt, auf das Objekt gerichtet ist.

37. Sehhilfe nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, daß die Einkopplung des Laserstrahls in einer Zwischenbildebene mit einer Strichmarke ausgestattet ist, so daß der Durchmesser und die Position des Laserstrahls im Objektfeld anzeigbar sind.

38. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Sehhilfe an einer Kopfhalterung (34) angebracht ist.

39. Sehhilfe nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) eine von der Stirn zum Hinterkopf verlaufende längenveränderliche Zugstrebe (35) vorgesehen ist.

40. Sehhilfe nach Anspruch 38 oder 39, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34), gegebenenfalls verstellbar, wenigstens ein das Gewicht der Sehhilfe ganz oder teilweise ausgleichendes Gegengewicht (36) angeordnet ist.

41. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 40, dadurch gekennzeichnet, daß den Strahlengängen durch die Tuben (1) eine Sichtlinienstabilisierung zugeordnet ist.

42. Sehhilfe nach Anspruch 41, dadurch gekennzeichnet, daß die Sichtlinienstabilisierung als aktive oder passive Vibrationsdämpfung ausgebildet ist.

43. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 38 bis 42, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) für die Sehhilfe Elektroden angeordnet sind, welche Gehirnströme erfassen und daß die Elektroden mit einer Steuerung gekuppelt sind, mit der Funktionen der

Sehhilfe steuerbar sind.

44. Sehhilfe nach Anspruch 43, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung mit externen Geräten, z.B. Robotern, gekuppelt sind.

45. Sehhilfe nach Anspruch 44, dadurch gekennzeichnet, daß die Kupplung über Drahtfunk oder Infrarot erfolgt.

46. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 45, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) Biosensoren, EEG-Sensoren und/oder Sensoren zur Hautwiderstandsmessung zum Erfassen der Vitaldaten eines Verwenders der Sehhilfe angeordnet sind.

47. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 46, dadurch gekennzeichnet, daß an den Okularen (2) der Sehhilfe Halterungen für optische Sehhilfen, z.B. Brillengläser, angeordnet sind.

48. Sehhilfe nach Anspruch 47, dadurch gekennzeichnet, daß die von der Halterung gehaltenen Brillengläser neben den Okularen angeordnet sind.

49. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 48, dadurch gekennzeichnet, daß die Linsensysteme beider Strahlengänge in einem gemeinsamen Tubus untergebracht sind.

50. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 49, dadurch gekennzeichnet, daß der als Infrarotsystem ausgebildeten Autofokuseinrichtung (4) eine den Eintritt von Fremdstrahlung in die Empfangseinheit (6) verhindernde Vorrichtung (45, 46, 47) zugeordnet ist.

51. Sehhilfe nach Anspruch 50, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (45, 46, 47) ausschließlich für vom Objektfeld (30) reflektierte Infrarotsignale (44) durchlässig ist.

52. Sehhilfe nach Anspruch 51, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein Filter (45) ist.

53. Sehhilfe nach Anspruch 52, dadurch gekennzeichnet, daß das Filter ein Polarisationsfilter (45) ist.

54. Sehhilfe nach Anspruch 50, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein am Empfangsteil (6) der Autofokuseinrichtung (4) angeordneter, zum Objektfeld (30) hin gerichteter Tubus (47) ist.

55. Sehhilfe nach Anspruch 50, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein am Empfangsteil (6) der Autofokuseinrichtung (4) angeordneter Lamellen- oder Gittervorsatz (46) ist.

56. Sehhilfe nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß der Lamellen- oder Gittervorsatz ein gerade gerichteter Lamellen- oder Gittervorsatz (46) ist.

57. Sehhilfe nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß der Lamellen- oder Gittervorsatz ein schräg gerichteter Lamellen- oder

Gittervorsatz ist.

Life Optics  
Handel und Vertrieb GmbH  
vertreten durch:

PATENTANWALT  
DIPL.-ING. HANFRIED GEER  
DIPL.-ING. REINHARD HERENBERGER  
1975

Fig. 1

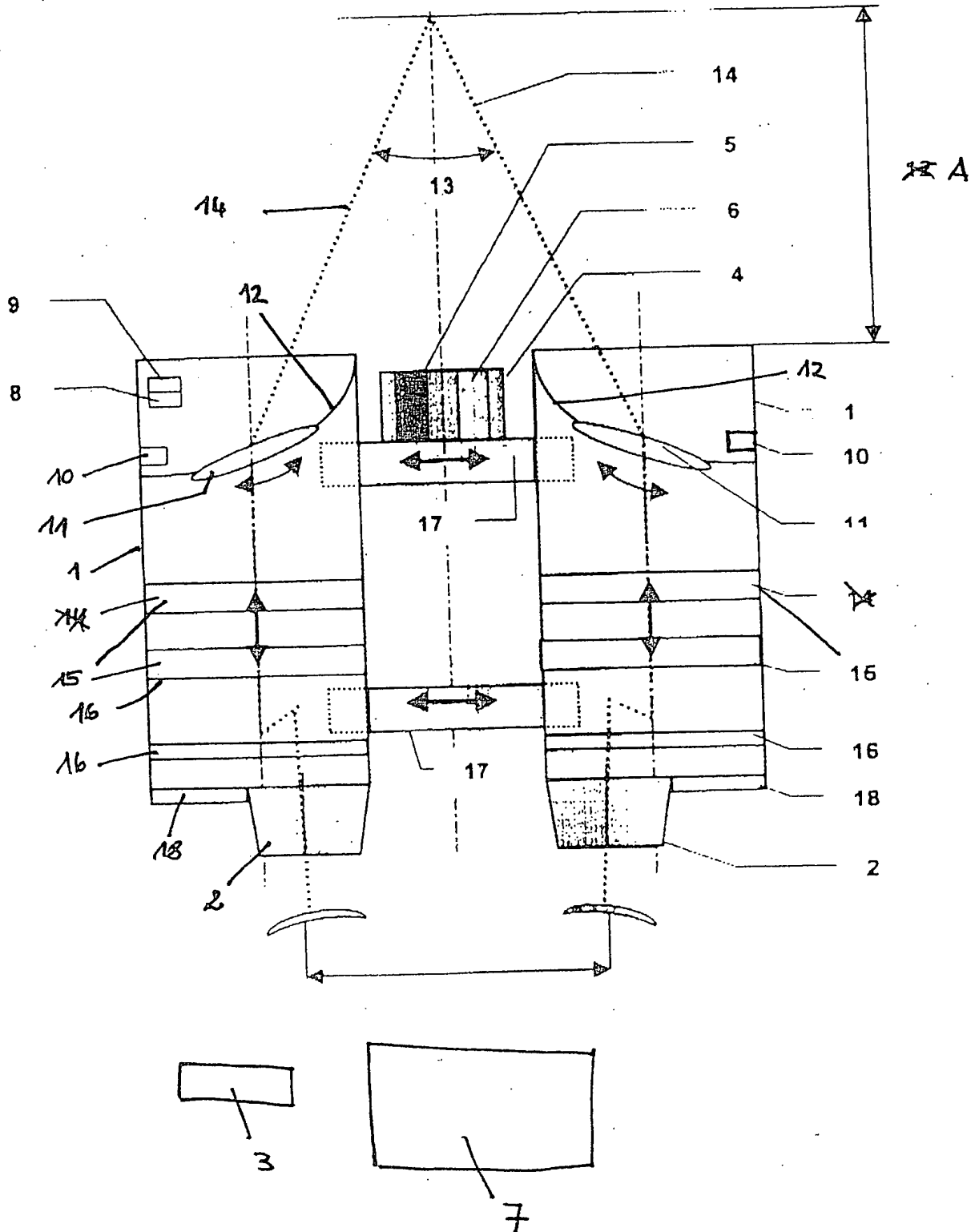


Fig. 2

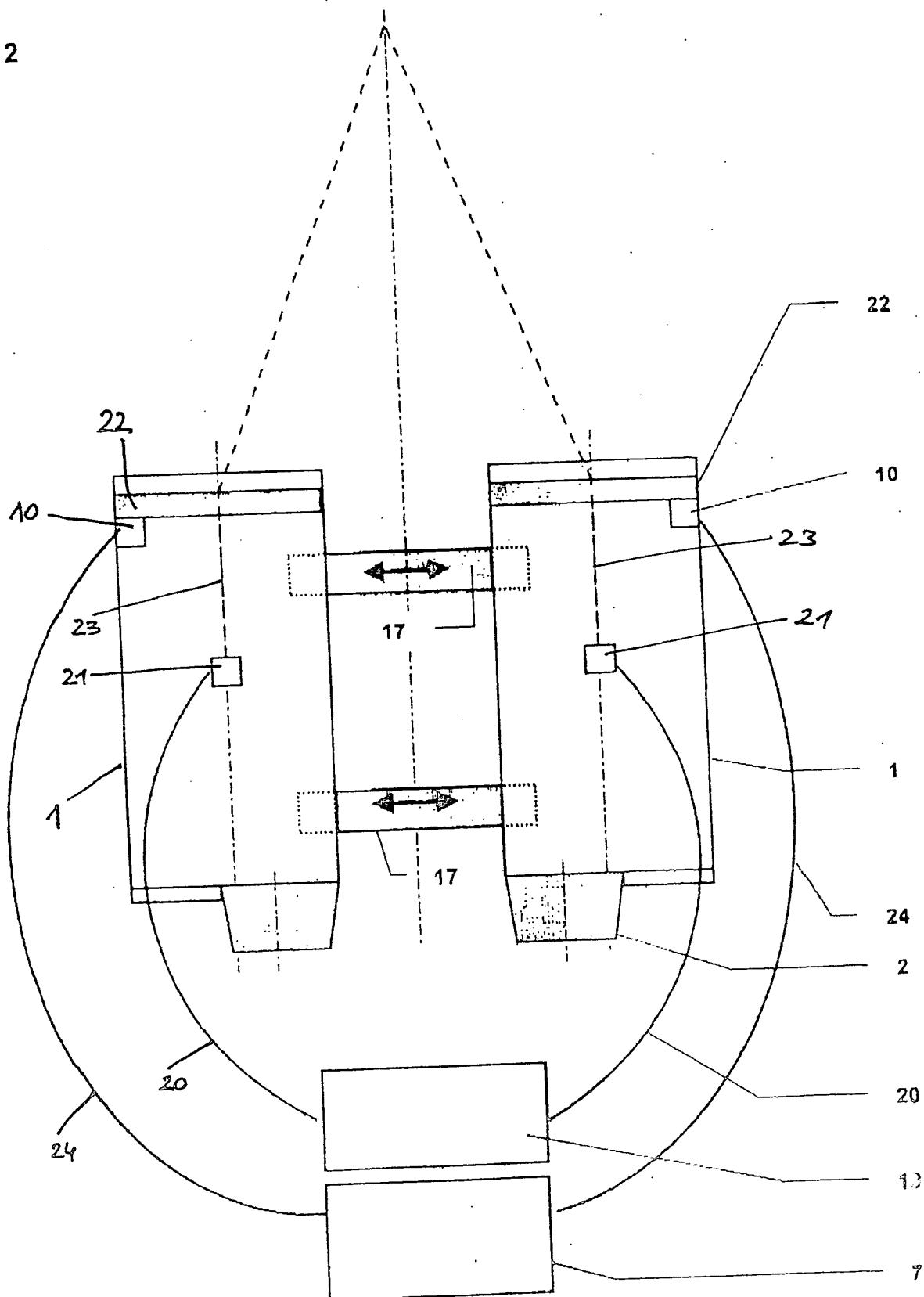


Fig. 3

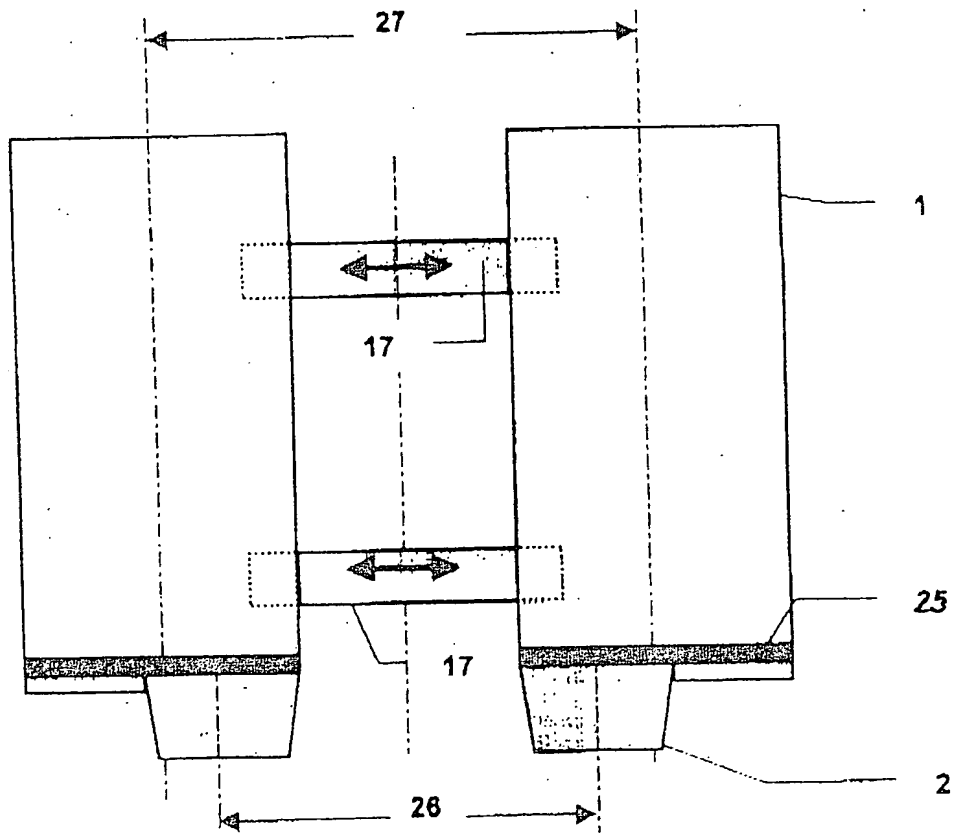


Fig. 4

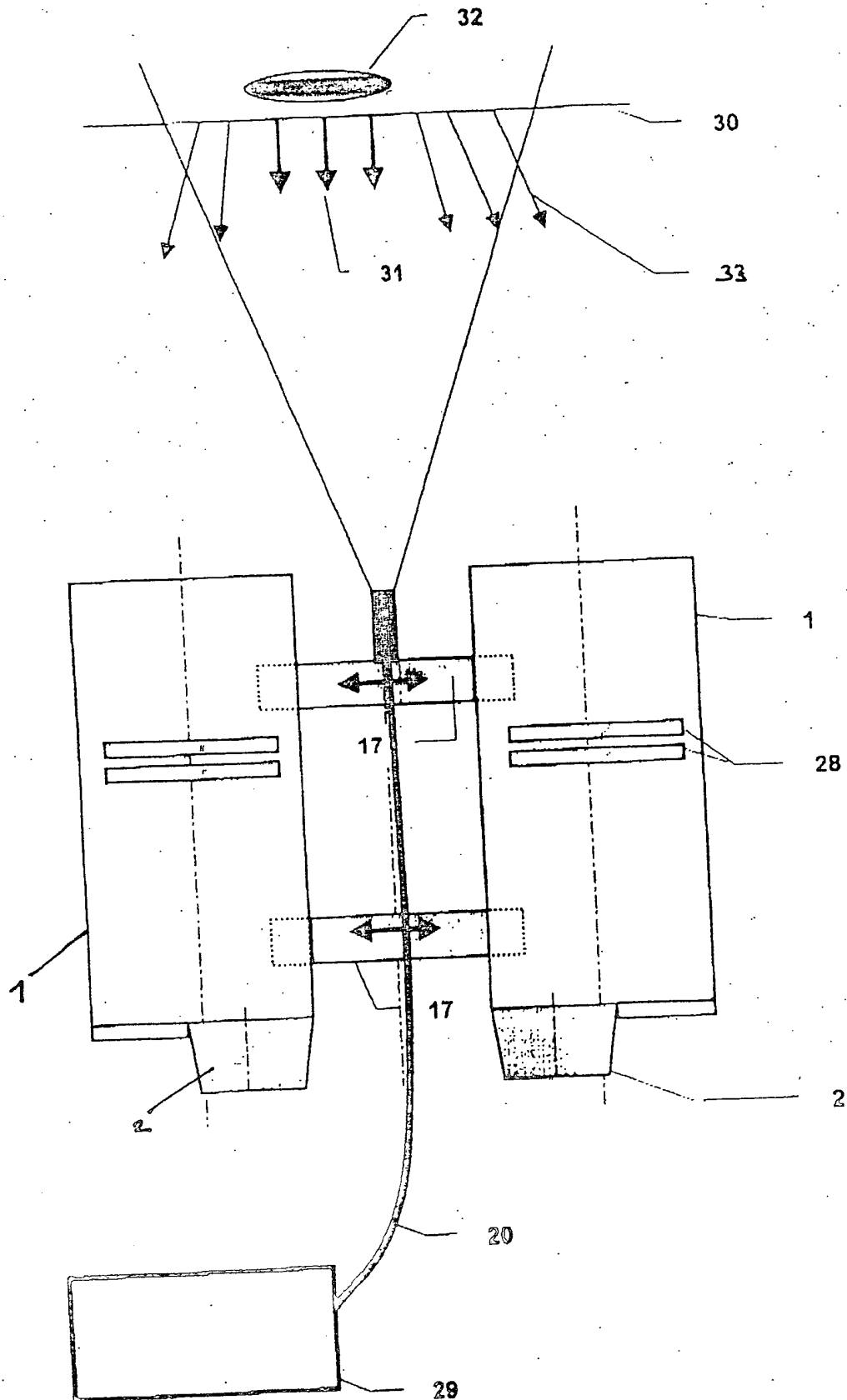


Fig. 5

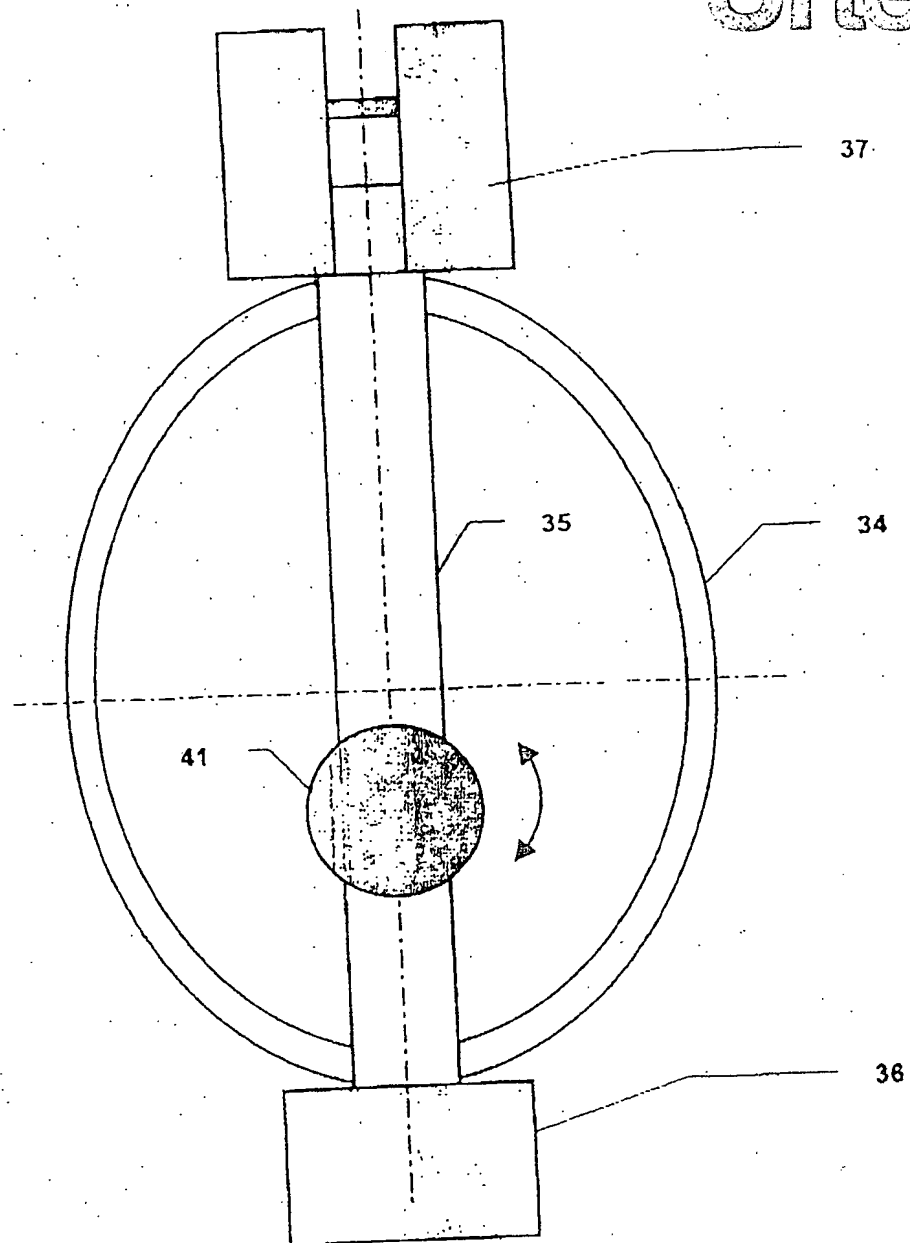
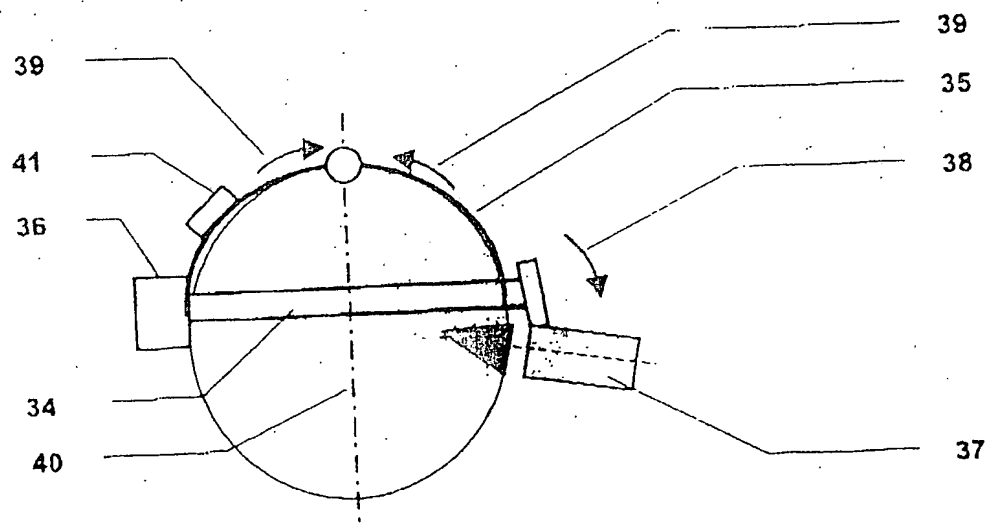


Fig. 6



Document Filed By:

Young & Thompson

745 South 23rd Street

Arlington, Virginia 22202

Telephone 703/521-2297

Sh. 09/889, 895 t.c. July 24, 2001

Fig. 7

6/6

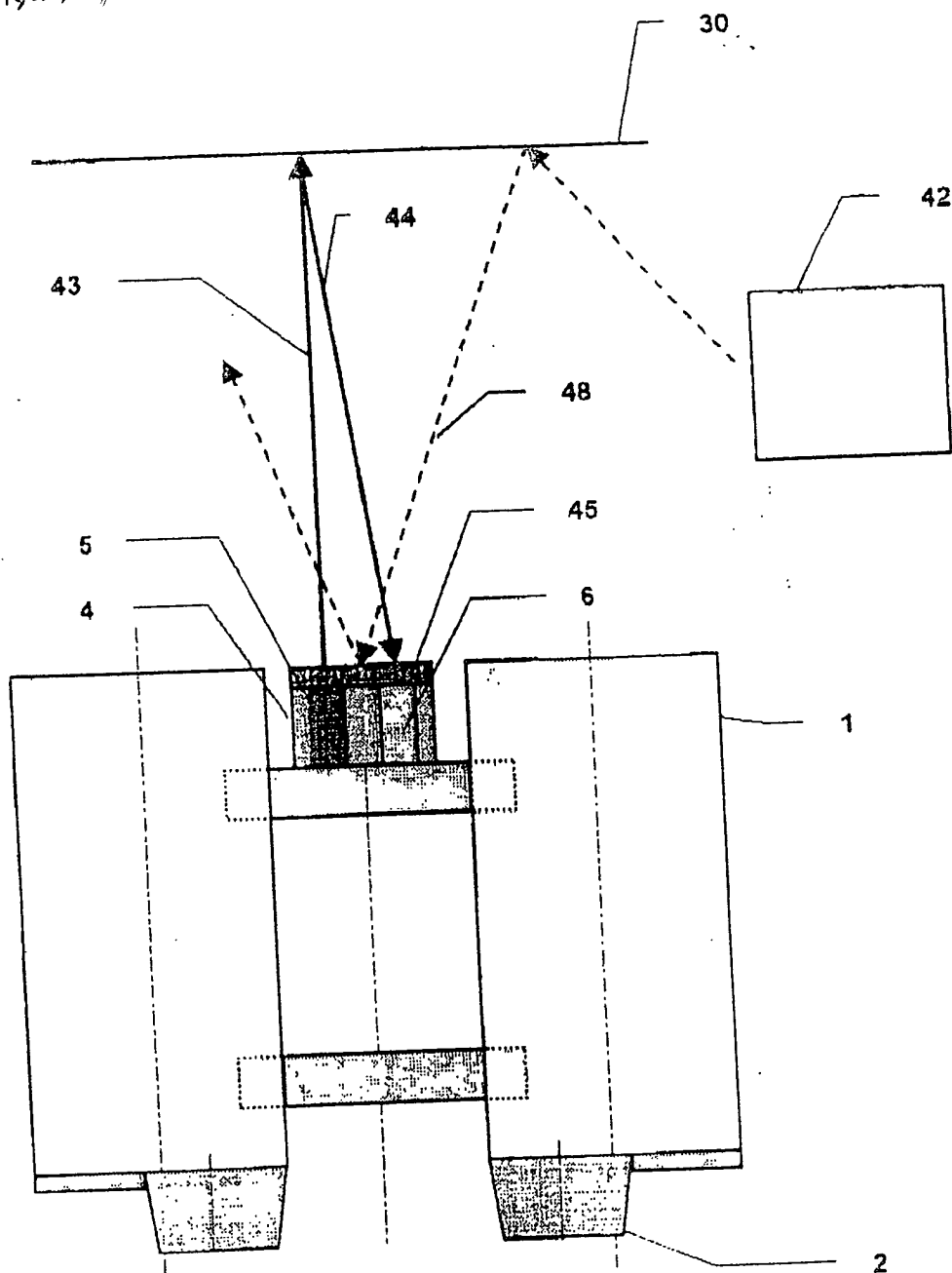


Fig. 7a

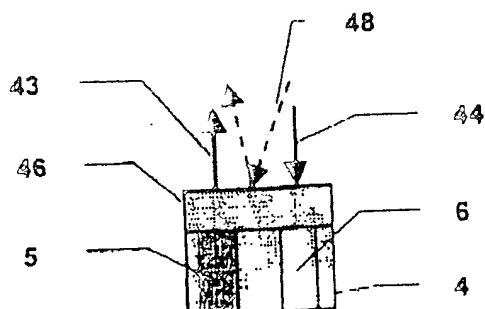
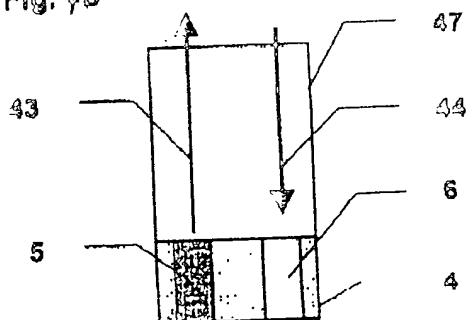


Fig. 7b



BEST AVAILABLE COPY